

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-198100

(43)Date of publication of application : 24.07.2001

(51)Int.Cl.

A61B 5/055
G01R 33/32

(21)Application number : 2000-011394

(71)Applicant : GE MEDICAL SYSTEMS
GLOBAL TECHNOLOGY CO
LLC

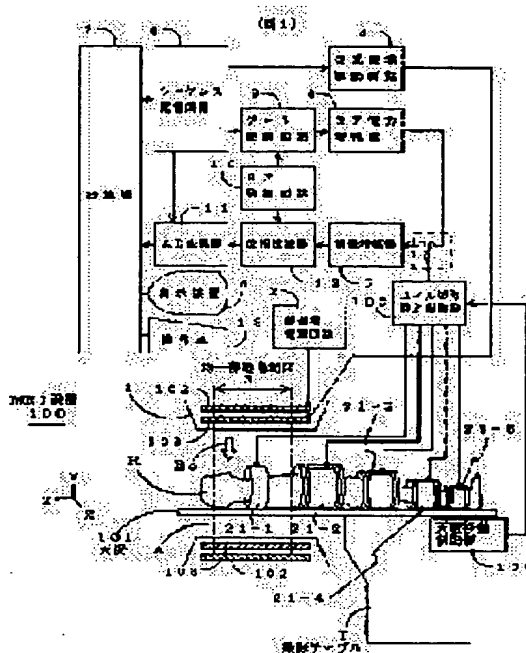
(22)Date of filing : 20.01.2000

(72)Inventor : SHIMO YUKITOSHI
KATO YASUSHI
ISHIGURO TAKASHI(54) MR DATA GATHERING METHOD, MR IMAGE DISPLAY METHOD AND MRI
DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To gather MR data relating to the parts in a wide range of a testee body at high SNR just by installing an RF coil once.

SOLUTION: This MRI device 100 is provided with a top plate 101 for mounting the testee body H, a static magnetic field coil 102 for generating a static magnetic field, partial coils 21-1-21-5 provided with a sensitivity area narrower than an uniform static magnetic field range R and arranged in the body axis direction of the testee body H, a top plate movement control part 104 for repeatedly moving the top plate 101 so as to include the sensitivity area of one of the partial coils 21-1-21-5 in the uniform static magnetic field range R and moving the top plate 101 so as to include a different partial coil in the uniform static magnetic field range R after receiving NMR signals, a coil changeover control part 105 for selectively connecting the one whose sensitivity area is included in the uniform static magnetic field range R among the partial coils 21-1-21-5, a computer 7 for generating MR images based on MR data and compositing the respective MR images corresponding to the position of a photographing part and a display device 6 for displaying the MR images. It is especially useful for recognizing the whole conditions of the spine and blood vessels.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 09.06.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 25.02.2003

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

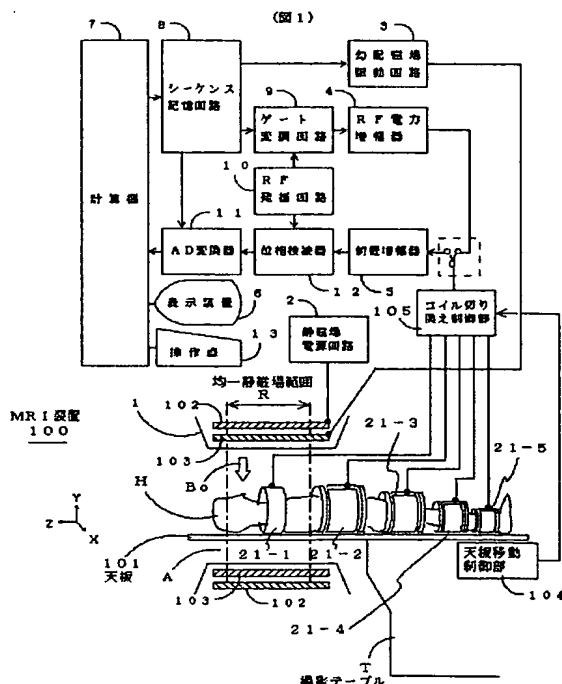
[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 均一静磁場範囲よりも狭い感度領域を有する RF コイルまたは 2 以上の RF コイルを組み合わせた RF コイル群を被検体に沿って複数配列し、前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の 1 つを位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集してから、前記均一静磁場範囲に別の RF コイルまたは RF コイル群を位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集することを、必要な MR データが収集されるまで繰り返すことを特徴とする MR データ収集方法。

【請求項 2】 均一静磁場範囲よりも狭い感度領域を有する RF コイルまたは 2 以上の RF コイルを組み合わせた RF コイル群を被検体に沿って複数配列し、前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の 1 つを位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集してから、前記均一静磁場範囲に別の RF コイルまたは RF コイル群を位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集することを繰り返し、収集した MR データに基づいて生成した MR 画像を表示することを特徴とする MR 画像表示方法。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の MR 画像表示方法において、複数回に分けて収集した MR データごとに MR 画像を生成し、それらの MR 画像を撮影部位の位置に対応させて合成して合成 MR 画像を作成し、該合成 MR 画像を表示することを特徴とする MR 画像表示方法。

【請求項 4】 被検体を乗せて移動する機能を有する天板と、
静磁場を発生する静磁場発生手段と、
勾配磁場を印加する勾配磁場印加手段と、
前記静磁場発生手段により形成される均一静磁場範囲よりも狭い感度領域を有し且つ前記被検体の体軸方向に並べられた RF コイルまたは RF コイル群の複数配列と、
前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の 1 つの感度領域が含まれるように前記天板を移動して前記被検体からの NMR 信号を受信してから前記均一静磁場範囲に別の RF コイルまたは RF コイル群の感度領域が含まれるように前記天板を移動して前記被検体からの NMR 信号を受信することを繰り返して MR データを収集する MR データ収集制御手段と、
収集した MR データに基づいて MR 画像を生成する MR 画像生成手段と、
前記 MR 画像を表示する MR 画像表示手段とを具備したことを特徴とする MRI 装置。

【請求項 5】 請求項 4 に記載の MRI 装置において、複数回に分けて収集した MR データごとに MR 画像を生成する MR 画像生成手段と、生成した MR 画像を撮影部位の位置に対応させて合成して合成 MR 画像を作成する合成 MR 画像作成手段と、前記合成 MR 画像を表示する

合成 MR 画像表示手段とを具備したことを特徴とする MRI 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、MR (Magnetic Resonance) データ収集方法、MR 画像表示方法および MRI 装置に関し、さらに詳しくは、RF コイルの設置を 1 回行うだけで被検体の広範囲な部位に関する MR データを高 SNR (Signal to Noise Ratio) で収集できる MR データ収集方法、その MR データ収集方法により収集した MR データを用いて MR 画像を表示する MR 画像表示方法および MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図 9 は、従来の MRI 装置 500 によって頸部の撮影を行う場合の説明図である。被検体 H を天板 101 に乗せ、頸部に部分コイル 21A を装着し、マグネットアセンブリ (Magnet Assembly) のボア A 内に入れる。そして、静磁場コイル 102 により静磁場 B_0 を発生し、勾配磁場コイル (図示せず) により勾配磁場を印加し、部分コイル 21A により RF (Radio Frequency) パルスを印加し且つ NMR (Nuclear Magnetic Resonance) 信号を受信して、MR データを収集する。静磁場コイル 102 により形成される均一静磁場範囲 R よりも部分コイル 21A の感度領域 αa が狭い場合には、MR データを高 SNR で収集できる。

【0003】図 10 は、上記 MRI 装置 500 で頸部を撮影してから、腹部の撮影を行う場合の説明図である。前記被検体 H の頸部から部分コイル 21A を取り外し、該被検体 H の腹部に部分コイル 21B を装着する。この場合も、均一静磁場範囲 R よりも部分コイル 21B の感度領域 αb が狭いので、MR データを高 SNR で収集できる。

【0004】図 11 は、上記 MRI 装置 500 で脊椎全体の撮影を行う場合の説明図である。被検体 H を天板 101 に乗せ、腹部に部分コイル 21C を装着し、マグネットアセンブリのボア A 内に入れる。そして、静磁場コイル 102 により静磁場 B_0 を発生し、勾配磁場コイル (図示せず) により勾配磁場を印加し、部分コイル 21C により RF パルスを印加し且つ NMR 信号を受信して、MR データを収集する。均一静磁場範囲 R よりも部分コイル 21C の感度領域 αc が広いので撮影可能な FOV (Field Of View) が広がるが、MR データの SNR は低下する。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記従来の MRI 装置 500 では、被検体 H を広範囲に亘って撮影する場合、感度領域 αa 、 αb が狭い部分コイル 21A、21B (図 9、図 10 参照) を使用すれば、MR データを高 SNR で収集できる代わりに、複数の部分コイルを着脱す

る手間と時間がかかる問題点がある。一方、感度領域 α_c が広い部分コイル 21C (図 11 参照) を使用すれば、部分コイルの装着が 1 回で済む代わりに、MR データの SNR が低下する問題点がある。そこで、本発明の目的は、RF コイルの設置を 1 回行うだけで被検体の広範囲な部位に関する MR データを高 SNR で収集できる MR データ収集方法、その MR データ収集方法により収集した MR データを用いて MR 画像を表示する MR 画像表示方法および MRI 装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】第 1 の観点では、本発明は、均一静磁場範囲よりも狭い感度領域を有する RF コイルまたは 2 以上の RF コイルを組み合わせた RF コイル群を被検体に沿って複数配列し、前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の 1 つを位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集してから、前記均一静磁場範囲に別の RF コイルまたは RF コイル群を位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集することを、必要な MR データが収集されるまで繰り返すことを特徴とする MR データ収集方法を提供する。上記第 1 の観点による MR データ収集方法では、均一静磁場範囲に RF コイルや RF コイル群を 1 つずつ位置付けし直して NMR 信号を受信することを繰り返すので、撮影前に複数の RF コイルや RF コイル群を被検体に 1 回設置するだけで、被検体の広範囲な部位に関する MR データを収集することが出来る。また、均一静磁場範囲に RF コイルや RF コイル群の感度領域を収めた状態で NMR 信号を受信できるから、MR データを高 SNR で収集することが出来る。

【0007】第 2 の観点では、本発明は、上記第 1 の観点の MR データ収集方法において、前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群を感度領域が連続するように配列したことを特徴とする MR データ収集方法を提供する。上記第 2 の観点による MR データ収集方法では、必要な撮影部位を感度領域が連続して覆うように RF コイルや RF コイル群を配列するので、被検体に関する MR データを広範囲に亘って隙間なく収集することが出来る。

【0008】第 3 の観点では、本発明は、上記第 1 の観点または上記第 2 の観点の MR データ収集方法において、前記均一静磁場範囲に位置付けられた前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群を有効にする切り換えを前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の位置決め制御に連動して自動で行うことを特徴とする MR データ収集方法を提供する。上記第 3 の観点による MR データ収集方法では、RF コイルや RF コイル群を有効にする切り換えを操作者の介入なしに自動で行うので、操作者の負担を軽減できる。

【0009】第 4 の観点では、本発明は、均一静磁場範囲よりも狭い感度領域を有する RF コイルまたは 2 以上

の RF コイルを組み合わせた RF コイル群を被検体に沿って複数配列し、前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の 1 つを位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集してから、前記均一静磁場範囲に別の RF コイルまたは RF コイル群を位置付けした状態で前記被検体からの NMR 信号を受信して MR データを収集することを繰り返す、収集した MR データに基づいて生成した MR 画像を表示することを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。

10 上記第 4 の観点による MR 画像表示方法では、上記第 1 の観点の MR データ収集方法により収集した MR データに基づいて、被検体の広範囲な部位に関する MR 画像を高画質で表示することが出来る。

【0010】第 5 の観点では、本発明は、上記第 4 の観点の MR 画像表示方法において、前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群を感度領域が連続するように配列したことを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。上記第 5 の観点による MR 画像表示方法では、被検体に関する MR データを広範囲に亘って隙間なく収集することが可能となり、広範囲に連続した部位に対応する MR 画像を高画質で表示することが出来る。

【0011】第 6 の観点では、本発明は、上記第 4 の観点または上記第 5 の観点の MR 画像表示方法において、前記均一静磁場範囲に位置付けられた前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群を有効にする切り換えを操作者の操作に応じて行うことを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。上記第 6 の観点による MR 画像表示方法では、RF コイルや RF コイル群を有効にする切り換えを操作者の操作により手動で行うので、切り換えのための機構を簡略にして、低コスト化できる。

【0012】第 7 の観点では、本発明は、上記第 4 の観点または上記第 5 の観点の MR 画像表示方法において、前記均一静磁場範囲に位置付けられた前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群を有効にする切り換えを前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の位置決め制御に連動して自動で行うことを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。上記第 7 の観点による MR 画像表示方法では、RF コイルや RF コイル群を有効にする切り換えを操作者の介入なしに自動で行うので、操作者の負担を軽減できる。

【0013】第 8 の観点では、本発明は、上記第 4 の観点から上記第 7 の観点のいずれかの MR 画像表示方法において、前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群を位置付ける位置決め制御を操作者の操作に応じて行うことを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。上記第 8 の観点による MR 画像表示方法では、RF コイルや RF コイル群の位置決め制御を操作者の操作により手動で行うので、位置決めのための機構を簡略にして、低コスト化できる。

50 【0014】第 9 の観点では、本発明は、上記第 4 の観

点から上記第 7 の観点のいずれかの MR 画像表示方法において、前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群を位置付ける位置決め制御を直前の MR データの収集完了に連動して自動で行うことを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。上記第 9 の観点による MR 画像表示方法では、RF コイルや RF コイル群の位置決め制御を操作者の介入なしに自動で行うので、操作者の負担を軽減できる。

【0015】第 10 の観点では、本発明は、上記第 4 の観点から上記第 9 の観点の MR 画像表示方法において、複数回に分けて収集した MR データごとに MR 画像を生成し、それらの MR 画像を撮影部位の位置に対応させて合成して合成 MR 画像を作成し、該合成 MR 画像を表示することを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。上記第 10 の観点による MR 画像表示方法では、被検体の広範囲に亘る撮影部位を 1 画像で表示できるので、撮影部位の全体状況を一目で認識できる。

【0016】第 11 の観点では、本発明は、上記第 4 の観点から上記第 10 の観点のいずれかの MR 画像表示方法において、複数回に分けて収集した MR データに基づく各 MR 画像を 1 画面内にタイル状に並べて表示するか、前記合成画像を表示するか、前記各 MR 画像を切り換え表示するかの指定を操作者から受け付けることを特徴とする MR 画像表示方法を提供する。上記第 11 の観点による MR 画像表示方法では、操作者好みの画像表示表示態様で MR 画像を表示することが出来る。すなわち、各 MR 画像をタイル状に並べて表示する場合には、撮影部位の違いによる MR 画像の変化を認識しやすい利点がある。合成 MR 画像を表示する場合には、撮影部位の全体状況を一目で認識できる利点がある。各 MR 画像を切り換え表示する場合には、1 画面内に MR 画像を大きく表示できるので、細かいところまで読影しやすい利点がある。

【0017】第 12 の観点では、本発明は、被検体を乗せて移動する機能を有する天板と、静磁場を発生する静磁場発生手段と、勾配磁場を印加する勾配磁場印加手段と、前記静磁場発生手段により形成される均一静磁場範囲よりも狭い感度領域を有し且つ前記被検体の体軸方向に並べられた RF コイルまたは RF コイル群の複数配列と、前記均一静磁場範囲に前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群の 1 つの感度領域が含まれるように前記天板を移動して前記被検体からの NMR 信号を受信してから前記均一静磁場範囲に別の RF コイルまたは RF コイル群の感度領域が含まれるように前記天板を移動して前記被検体からの NMR 信号を受信することを繰り返して MR データを収集する MR データ収集制御手段と、収集した MR データに基づいて MR 画像を生成する MR 画像生成手段と、前記 MR 画像を表示する MR 画像表示手段とを具備したことを特徴とする MR I 装置を提供する。上記第 12 の観点による MR I 装置では、上記第 4 の観点

の MR 画像表示方法を実施して MR 画像を表示するので、被検体の広範囲な部位に関する MR 画像を高画質で表示することが出来る。

【0018】第 13 の観点では、本発明は、上記第 12 の観点の MR I 装置において、前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群は、感度領域が連続するように配列されていることを特徴とする MR I 装置を提供する。上記第 13 の観点による MR I 装置では、広範囲に連続した部位に対応する MR 画像を高画質で表示することが出来る。

【0019】第 14 の観点では、本発明は、上記第 12 の観点または上記第 13 の観点の MR I 装置において、前記 MR データ収集制御手段は、前記被検体に注入された造影剤が到達する領域が前記均一静磁場範囲に位置するように天板を移動して該均一静磁場範囲に感度領域が含まれる前記 RF コイルまたは前記 RF コイル群から NMR 信号を受信する制御を行うことを特徴とする MR I 装置を提供する。上記第 14 の観点による MR I 装置では、造影剤の到達領域に合わせて天板を移動するので、被検体の体液輸送管（一般に血管）の走行状況の読影に好都合となる。

【0020】第 15 の観点では、本発明は、上記第 12 の観点から上記第 14 の観点の MR I 装置において、複数回に分けて収集した MR データごとに MR 画像を生成する MR 画像生成手段と、生成した MR 画像を撮影部位の位置に対応させて合成して合成 MR 画像を作成する合成 MR 画像作成手段と、前記合成 MR 画像を表示する合成 MR 画像表示手段とを具備したことを特徴とする MR I 装置を提供する。上記第 15 の観点による MR I 装置では、被検体の広範囲に亘る撮影部位を 1 画像で表示できるので、撮影部位の全体状況を一目で認識できる。

【0021】第 16 の観点では、本発明は、上記第 12 の観点から上記第 15 の観点のいずれかの MR I 装置において、複数回に分けて収集した MR データに基づく各 MR 画像を 1 画面内にタイル状に並べて表示するか、前記合成画像を表示するか、前記各 MR 画像を切り換え表示するかの指定を操作者から受け付ける表示態様指定手段を具備したことを特徴とする MR I 装置を提供する。上記第 16 の観点による MR I 装置では、操作者好みの画像表示表示態様で MR 画像を表示することが出来る。すなわち、各 MR 画像をタイル状に並べて表示する場合には、撮影部位の違いによる MR 画像の変化を認識しやすい利点がある。合成 MR 画像を表示する場合には、撮影部位の全体状況を一目で認識できる利点がある。各 MR 画像を切り換え表示する場合には、1 画面内に MR 画像を大きく表示できるので、細かいところまで読影しやすい利点がある。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発

明が限定されるものではない。図 1 は、本発明の一実施形態にかかる MRI 装置 100 のブロック図である。この MRI 装置 100 において、マグネットアセンブリ 1 は、撮影テーブル T 上の天板 101 に乗った被検体 H を内部に挿入するためのボア A を有し、このボア A を取りまくように、一定の静磁場 B_0 (磁場強度は例えば 0.5 T ~ 1.5 T 程度) を発生する静磁場コイル 102 と、X 軸、Y 軸、Z 軸の各勾配磁場を発生する勾配磁場コイル 103 とを有している。前記天板 101 の移動は、天板移動制御部 104 により制御される。被検体 H の頸部、腹部、腰部、膝部、足部には、それぞれ、RF パルスを送信すると共に NMR 信号を受信する部分コイル 21-1, 21-2, 21-3, 21-4, 21-5 が装着されている。前記部分コイル 21-1 ~ 21-5 は、それぞれ、前記静磁場コイル 102 により形成される均一静磁場範囲 R よりも狭い感度領域 (図 3 ~ 図 5 の $\alpha 1 \sim \alpha 5$) を有している。前記部分コイル 21-1 ~ 21-5 は、例えば、ソレノイドコイル (solenoid coil) や、ソレノイドコイルおよび鞍型コイルの組み合わせコイルである。前記静磁場コイル 102 は静磁場電源回路 2 に接続されており、前記勾配磁場コイル 103 は勾配磁場駆動回路 3 に接続されている。

【0023】コイル切り換え制御部 105 は、前記天板移動制御部 104 の作動と連動して、前記部分コイル 21-1 ~ 21-5 のうち前記均一静磁場範囲 R に感度領域が含まれるものを選択的に、RF 電力増幅器 4 および前置増幅器 5 に接続する制御を行う。シーケンス記憶回路 8 は、計算機 7 からの指令に従い、記憶しているパルスシーケンスに基づいて勾配磁場駆動回路 3 を操作し、前記勾配磁場コイル 103 から勾配磁場を発生させると共に、ゲート変調回路 9 を操作し、RF 発振回路 10 の搬送波出力信号を所定タイミング・所定包絡線形状のパルス状信号に変調し、RF 電力増幅器 4 でパワー増幅した後、前記コイル切り換え制御部 105 により選択された部分コイル 21-1 ~ 21-5 のいずれかに供給し、RF パルスとして送信し、被検体 H の撮影領域を選択励起する。

【0024】前置増幅器 5 は、前記部分コイル 21-1 ~ 21-5 のいずれかで受信された被検体 H からの NMR 信号を増幅し、位相検波器 12 に入力する。位相検波器 12 は、RF 発振回路 10 の搬送波出力信号を参照信号とし、前置増幅器 5 からの NMR 信号を位相検波して、A/D 変換器 11 に与える。A/D 変換器 11 は、位相検波後のアナログ信号をデジタル信号に変換して、計算機 7 に入力する。計算機 7 は、入力されたデジタル信号を MR データとして蓄積し、1 つの MR 画像を構成するための MR データが収集されたら、画像再構成処理を行って画像を再構成する。また、計算機 7 は、複数回に分けて収集した MR データに基づく MR 画像を撮影部位の位置に対応させて合成する。これらの MR 画像は、

表示装置 6 で表示される。さらに、計算機 7 は、操作卓 13 から入力された情報を受け取るなどの全体的な制御を受け持つ。

【0025】図 2 は、この MRI 装置 100 による MR 画像表示処理を示すフロー図である。この MR 画像表示処理に要する全体の時間は、例えば 1 分 ~ 20 分程度である。ステップ ST1 では、必要な撮影部位を感度領域が連続して覆うように被検体 H の体軸に沿って第 1 ~ 第 n ($n \geq 2$) の部分コイルを装着する。一般に、部分コイルは、その寸法よりもやや広い感度領域を有する。図 1 の例では、部分コイル 21-1 ~ 21-5 (この場合、 $n=5$) を装着する。ステップ ST2 では、部分コイル番号 i を“1”に初期化する。説明の都合上、前記部分コイル 21-1 ~ 21-5 の部分コイル番号 i を、順に、1 ~ 5 とする。

【0026】ステップ ST3 では、図 3 に示すように、均一静磁場範囲 R に第 i の部分コイルの感度領域 ($i=1$ の場合、部分コイル 21-1 の感度領域 $\alpha 1$) が含まれるように天板 101 を移動する。ステップ ST4 では、コイル切り換え制御部 105 は、第 i の部分コイルを RF 電力増幅器 4 および前置増幅器 5 に接続するように制御する。ステップ ST5 では、被検体 H に RF パルスと勾配磁場を印加し、第 i の部分コイルから NMR 信号を受信し、MR データを収集する。1 回の MR データの収集に要する時間は、例えば 10 秒程度である。

【0027】ステップ ST6 では、上記ステップ ST5 で収集した MR データに基づいて MR 画像 (図 6、図 8 の G1 ~ G5) を再構成する。ステップ ST7 では、部分コイル番号 i が“n”となっているか否か判定する。 $i=n$ ならばステップ ST9 へ進み、 $i \neq n$ でなければステップ ST8 へ進む。

【0028】ステップ ST8 では、部分コイル番号 i を 1 だけインクリメントし、上記ステップ ST3 に戻る。これにより、均一静磁場範囲 R に部分コイル 21-1 ~ 21-5 を順に位置付けし直して NMR 信号を受信することが繰り返される。図 4 に、部分コイル番号 $i=2$ の場合の均一静磁場範囲 R と部分コイル 21-1 ~ 21-5 の位置関係を例示する。図 5 に、部分コイル番号 $i=5$ の場合の均一静磁場範囲 R と部分コイル 21-1 ~ 21-5 の位置関係を例示する。

【0029】ステップ ST9 では、画像表示態様の指示を操作者から受け付ける。タイル状表示が指示されたらステップ ST10 へ進み、合成画像表示が指示されたらステップ ST11 へ進み、MR 画像の切り換え表示が指示されたらステップ ST13 へ進む。ステップ ST10 では、図 6 に示すように、上記ステップ ST6 で再構成した MR 画像 G1 ~ G5 (それぞれ感度領域 $\alpha 1 \sim \alpha 5$ に対応) を 1 画面内にタイル状に並べて表示する。図中、S は脊椎であり、T は血管である。この表示態様は、撮影部位の違いによる MR 画像 G1 ~ G5 の変化を読影者

が認識しやすい利点がある。その後、MR画像表示処理を終了する。

【0030】ステップS11では、前記MR画像G1～G5を撮影部位の位置に対応させて合成し、合成MR画像Gaを作成する。ステップS12では、図7に示すように、合成MR画像Gaを表示する。この表示態様は、脊椎Sや血管Tの広範囲（例えば体軸方向に40cm程度）に亘る走行状況を一目で認識できる利点がある。その後、MR画像表示処理を終了する。

【0031】ステップS13では、図8に示すように、各MR画像G1～G5を切り換え可能な態様で表示する。この表示態様は、1画面内に前記MR画像G1～G5を大きく表示するので、細かいところまで読影しやすい利点がある。その後、MR画像表示処理を終了する。

【0032】以上のMRI装置100によれば、均一静磁場範囲Rに部分コイル21-1～21-5を順に位置付けし直してNMR信号を受信することを繰り返すので、部分コイル21-1～21-5を撮影前に1回装着するだけで、被検体Hの広範囲な部位に関するMRデータを高SNRで収集し、高画質のMR画像を表示することが出来る。

【0033】なお、上記MRI装置100の構成を次のように変更してもよい。

(1) 部分コイル21-1～21-5を受信専用コイルとして使用し、RFパルスの送信用コイルを別に設置してもよい。

(2) 部分コイル21-1～21-5に代えて、フェイズドアレイコイルや、複数のコイルを連結したマルチコイルを使用してもよい。

(3) 天板101の移動または部分コイル21-1～21-5の切り換えを操作者が手動で行ってもよい。この場合には、移動や切り換えの機構を簡略にして、低コスト化できる。

(4) 被検体Hに造影剤を注入して血管Tの像を撮影する場合には、造影剤が到達する領域が均一静磁場範囲Rに位置するように天板101を移動して、NMR信号を受信してもよい。

【0034】

【発明の効果】本発明のMRデータ収集方法によれば、RFコイルを設置し直す手間と時間をかけずに、高SNRでMRデータを収集可能なFOVを均一静磁場範囲より広くできるので、広範囲の部位（単一部位または複数部位）に関するMRデータを短時間で精度よく収集することが出来る。また、本発明のMR画像表示方法および

MRI装置によれば、上記MRデータを用いて、高画質のMR画像を表示することが出来る。特に、各MR画像を撮影部位の位置に対応させて合成した合成MR画像を表示する場合には、脊椎や血管の全体状況を一目で認識でき、臨床上の有用性が高い。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態にかかるMRI装置を示すブロック図である。

【図2】図1のMRI装置によるMR画像表示処理を示すブロック図である。

【図3】均一静磁場範囲に第1の部分コイルの感度領域が含まれるように天板を移動した状態を示す説明図である。

【図4】均一静磁場範囲に第2の部分コイルの感度領域が含まれるように天板を移動した状態を示す説明図である。

【図5】均一静磁場範囲に第5の部分コイルの感度領域が含まれるように天板を移動した状態を示す例示図である。

【図6】各MR画像を1画面内にタイル状に並べて表示した状態を示す例示図である。

【図7】合成MR画像を表示した状態を示す例示図である。

【図8】各MR画像を切り換え可能な態様で表示した状態を示す例示図である。

【図9】従来のMRI装置によって頸部の撮影を行う場合の説明図である。

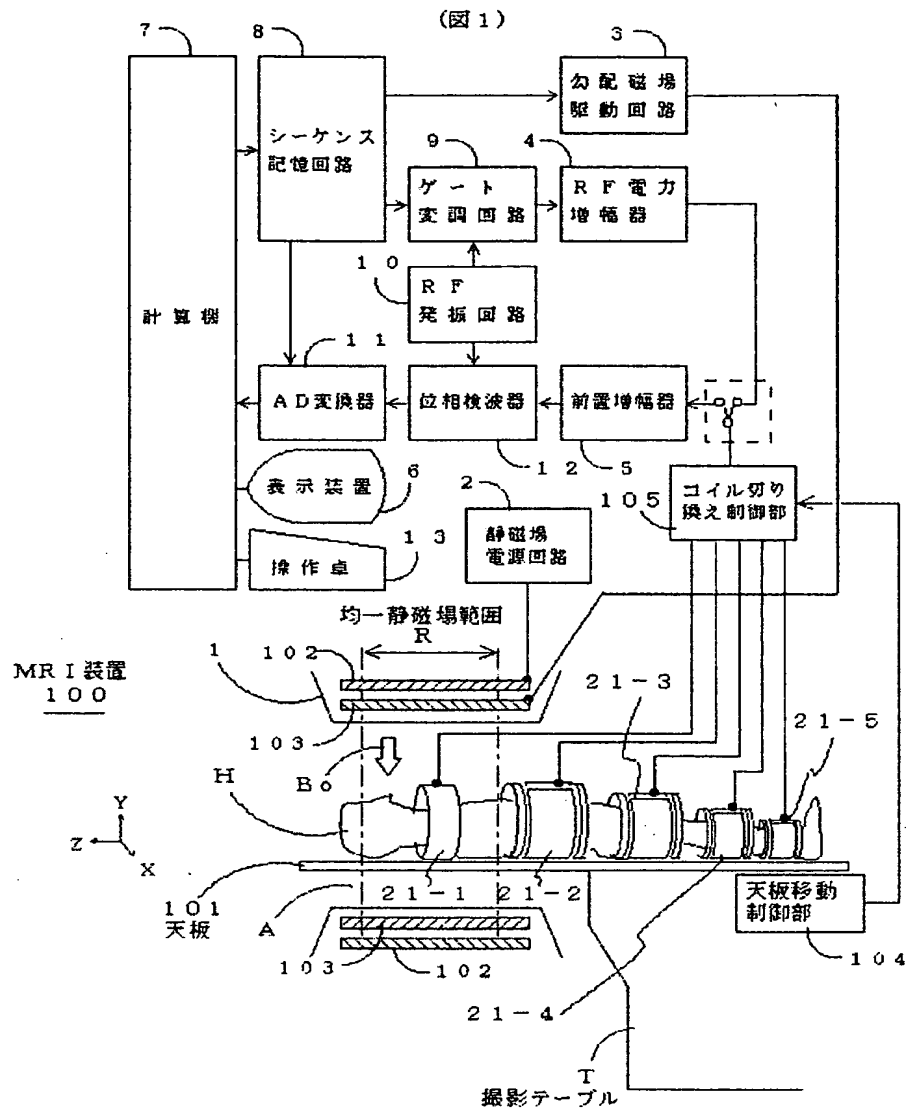
【図10】従来のMRI装置で頸部を撮影してから腹部の撮影を行う場合の説明図である。

【図11】従来のMRI装置で脊椎全体の撮影を行う場合の説明図である。

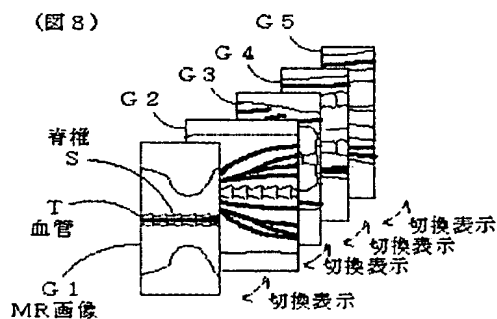
【符号の説明】

100	MRI装置
1	マグネットアセンブリ
21-1～21-5	部分コイル
101	天板
102	静磁場コイル
103	勾配磁場コイル
104	天板移動制御部
105	コイル切り換え制御部
Bo	静磁場
R	均一性磁場範囲
$\alpha 1 \sim \alpha 5$	感度領域

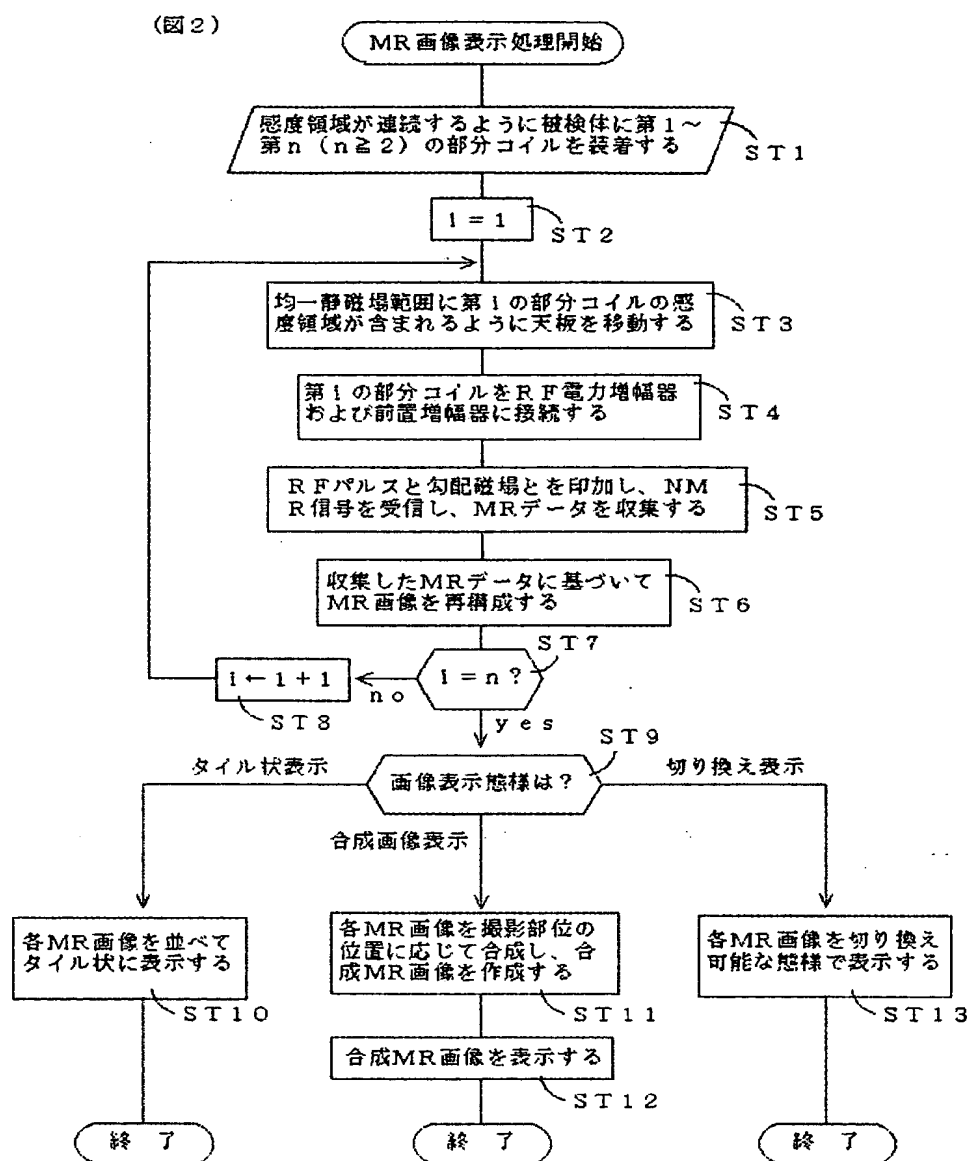
【図1】



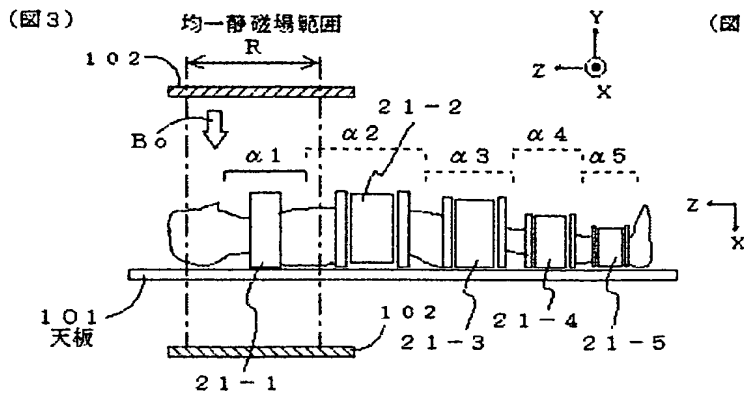
【図8】



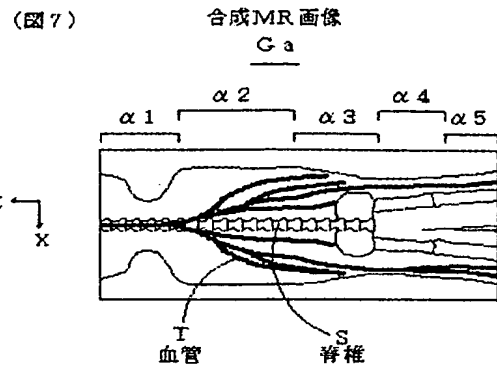
【図2】



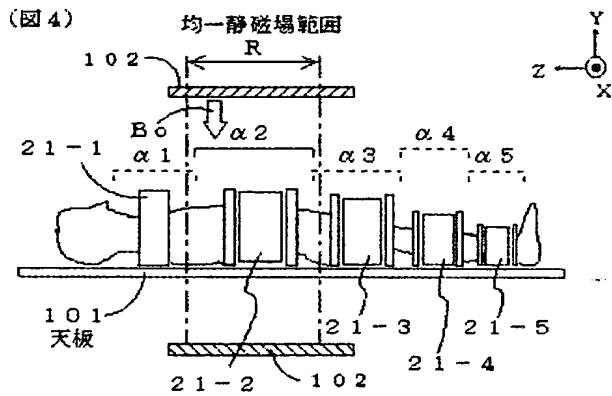
【圖3】



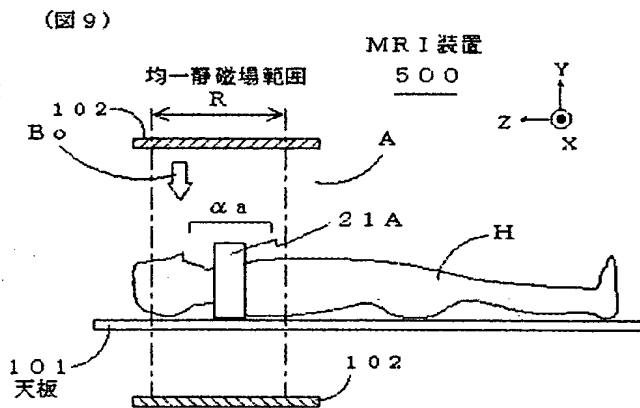
【圖7】



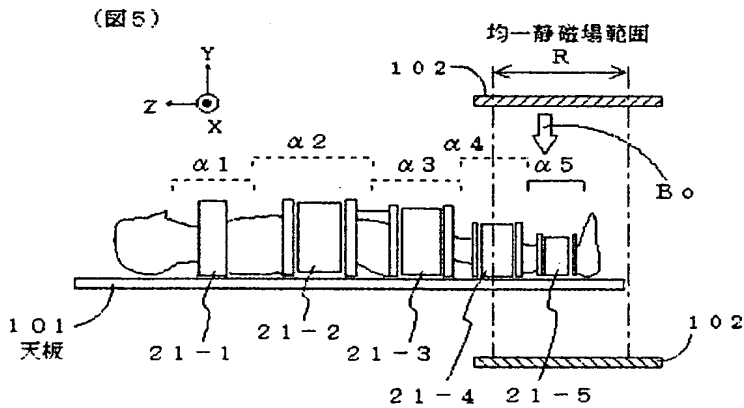
【圖4】



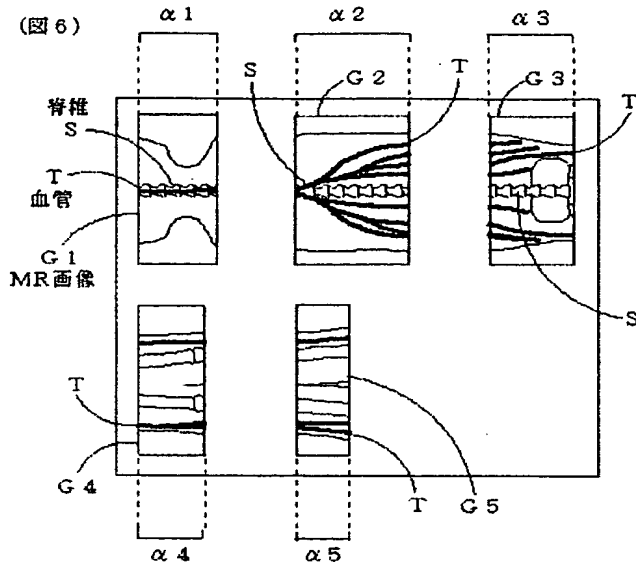
【圖9】



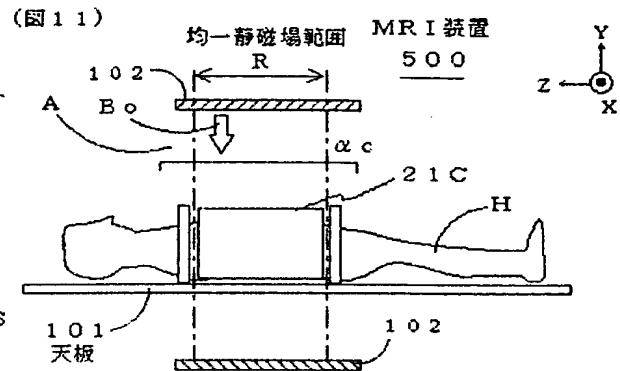
【圖5】



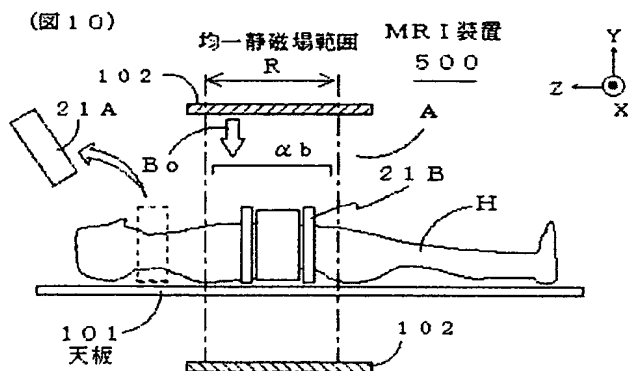
【図6】



【図11】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 志茂 幸俊
東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

(72)発明者 加藤 康司
東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

(72)発明者 石黒 孝至
東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

Fターム(参考) 4C096 AA11 AB07 AB34 AB39 AD10
AD12 AD15 AD18 CC12 CC17
DA30 DB09 DC31 DC35